

MENU

SEARCH

INDEX

DETAIL

JAPANESE

1 / 1

## PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-023951

(43)Date of publication of application : 27.01.1995

(51)Int.Cl.

A61B 8/06

A61B 5/0285

(21)Application number : 05-170435

(71)Applicant : TOSHIBA CORP  
TOSHIBA MEDICAL ENG CO LTD

(22)Date of filing : 09.07.1993

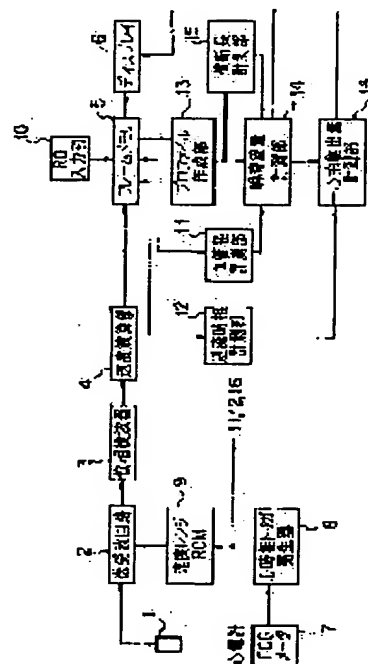
(72)Inventor : TSUJINO HIROYUKI  
SHIKI EIICHI

## (54) ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE

(57)Abstract:

PURPOSE: To provide an ultrasonic diagnostic device in which blood quantity can be measured at high precision by integrating average values or maximum values of adjacent blood speeds for blood vessel cross sections to determine the blood quantity.

CONSTITUTION: A speed computation part 4 is connected to an output of a wave transmitting/receiving circuit 2 through a phase detector 3, a clutter component-eliminated signal is frequency-analyzed at real time for every multiple points in two dimensions to measure an average speed of one frame, and it is memorized in a frame memory 5 in order. A profile formation part 13 is connected to the frame memory 5, average speeds of the same number in plural speed profiles are supplied for average processing, and the maximum value in the average speeds is detected to form a new speed profile. The formed speed profile is inputted to an instantaneous flow measuring part 14, a blood vessel diameter at a cardiac phase when the frame is scanned, and a cross length are inputted from a blood vessel diameter measuring part 11 and a cross length measuring part 15 respectively, and instantaneous flow rate is measured based on the speed profile, and blood diameter or cross length.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination]

21.06.2000

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

(11)特許出願公開番号

特開平7-23951

(43)公開日 平成7年(1995)1月27日

(51)Int.Cl. <sup>8</sup>	識別記号	片内整理番号	F I	技術表示箇所
A 6 1 B 8/06		9361-4C		
5/0285		7638-4C	A 6 1 B 5/ 02	3 4 0 H

審査請求 未請求 請求項の数6 OL (全 11 頁)

(21)出願番号 特願平5-170435

(22)出願日 平成5年(1993)7月9日

(71)出願人 000003078

株式会社東芝

神奈川県川崎市幸区堀川町72番地

(71)出願人 000221214

東芝メディカルエンジニアリング株式会社  
栃木県大田原市下石上1385番の1

(72)発明者 辻野 弘行

栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内

(72)発明者 志岐 栄一

栃木県大田原市下石上1385番の1 東芝メ  
ディカルエンジニアリング株式会社内

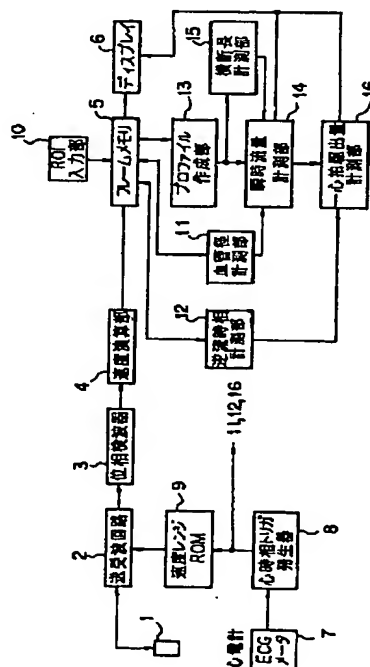
(74)代理人 弁理士 鈴江 武彦

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【目的】本発明の目的は血流量を高精度で計測できる超音波診断装置を提供することである。

【構成】本発明は、超音波ビームで被検体を走査する手段と、前記走査手段から出力される受信信号を用いて多点の血流速度を計測する速度演算部４と、近隣の血流速度の平均値または最大値を検出するプロファイル作成部１３と、前記平均値または最大値を血管断面について積分することにより血流量を求める瞬時流量計測部１４とを具備する。



## 【特許請求の範囲】

【請求項1】 超音波ビームで被検体を走査する手段と、

前記走査手段から出力される受信信号を用いて多点の血流速度を計測する手段と、

近隣の血流速度の平均値または最大値を検出する手段と、

前記平均値または最大値を血管断面について積分することにより血流量を求める手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】 超音波ビームで被検体を走査する手段と、

前記走査手段から出力される受信信号を用いて多点の血流速度を計測する手段と、

前記血流速度を任意の速度プロファイル軸に沿って分布することにより速度プロファイルを作成する手段と、

前記速度プロファイルの包絡線を検出する手段と、

前記包絡線の各位置の血流速度を血管断面について積分することにより血流量を求める手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】 前記走査手段が検出可能な速度レンジを拍動の各心時相に応じて変化させる手段をさらに備えることを特徴とする請求項1又は請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項4】 超音波走査に基づき被検体内の血流速情報を求め、該血流速情報を用いて血流量を求める超音波診断装置において、

一心拍内の血管径変化を求める手段と、

前記手段にて求められた血管径を記憶する手段と、

前記記憶手段より前記血流速情報と同時相の血管径を読みだし、該血流速情報を該血管径について積分することにより血流量を求める手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項5】 超音波走査に基づき被検体内の血流速情報を求め、該血流速情報を用いて血流量を求める超音波診断装置において、

順次所定の単位時間あたりの血流量を求める手段と、

前記手段により順次得られる単位時間あたりの血流量の平均を求める手段と、

前記単位時間あたりの血流量と前記単位時間あたりの平均血流量とを同一画面上に表示する手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項6】 超音波走査に基づき被検体内の血流速情報を求め、該血流速情報を用いて血流量を求める超音波診断装置において、

一心拍毎に心電波形上での時相がずれるよう血流速情報を求める手段と、

前記手段にて求められた複数心拍分の血流速情報より一心拍駆出量を求める手段とを具備することを特徴とする超音波診断装置。

## 【発明の詳細な説明】

【0001】

【産業上の利用分野】本発明は、血流量を計測する超音波診断装置に関する。

【0002】

【従来の技術】瞬時の血流量は、血管断面の各点の血流速ベクトルとそれに対応する微小面積ベクトルとの内積を血管断面全体で積分することにより得られる。一般には、血管断面が円形である想定のもとに、ある速度プロファイル軸上の離散点の血流速度だけを求め、これらと各点のリング状面積とを用いて血流量を求めている。なお、速度プロファイル軸上の各点の血流速度の分布を、以下、「速度プロファイル」と称する。

【0003】また、一心拍当りの駆出量は、一心拍期間の心時相の異なる複数の瞬時血流量を加算することにより計測することができる。さらに、1分当りの駆出量すなわち心拍出量は1心拍駆出量に心拍数を乗じて得ることができる。

【0004】しかし、このような血流量の計測には次のような各種理由により誤差を含む可能性が高い。まず第1に、速度プロファイル軸は固定されているが、血管は主に拍動により移動している。したがって、速度プロファイル軸と血管の位置関係は相対的に変化するので、異なる心時相では異なる血管位置の速度プロファイルが得られることになり、速度プロファイルは超音波ビームで走査したタイミングに応じて誤差を含むことになる。

【0005】また第2には、一心拍による駆出量の測定精度を向上するには、フレームレートを高めて瞬時血流量の時間分解能を多くすることが必要である。しかし、フレームレートを高めると、それに反比例してサンプリングピッチやラストピッチが粗くなる。したがって、速度プロファイルが非常に粗いものとなり、血流量の計測精度が低下してしまう。

【0006】第3に、計測可能な速度レンジは、一心拍の最高速度を計測できる範囲に設定される。したがって、最高速度以外の心時相では、速度ブランクなどの影響で速度分解能が低下し、これに伴って血流量の計測精度が低下してしまう。

【0007】第4に、散乱ノイズによる黒抜け現象により、実際には血流が存在するにもかかわらず見掛け上血流が存在しないものとして血流量が計測されてしまう。第5に、弁異常による逆流の血流量がマイナス数値として順流の血流量に加算されるので、真の駆出量が計測できない。

【0008】第6に、血管径は拍動に応じて変化しますが、実際にはすべての心時相で共通の血管径を用いて流量計測を行っているので、他の心時相の血流量に誤差が生じる。

【0009】第7に、一般に血管径は、血管の直交するラインの速度プロファイルを用いて、速度変化の基線に

対する立ち上がりから復帰するまでのデータ数にサンプリングピッチを乗算することにより得ている。しかし、サンプルボリュームは一定の大きさを持っているため、得られた血管径にはサンプルボリュームの大きさに応じた誤差が含まれている可能性があり、この誤差に応じて血流量に誤差が生じる。

【0010】

【発明が解決しようとする課題】本発明は、上述した事情に対処すべくなされたもので、その目的は、血流量を高精度で計測できる超音波診断装置を提供することである。

【0011】

【課題を解決するための手段】本発明は、超音波ビームで被検体を走査する手段と、前記走査手段から出力される受信信号を用いて多点の血流速度を計測する手段と、近隣の血流速度の平均値または最大値を検出する手段と、前記平均値または最大値を血管断面について積分することにより血流量を求める手段とを具備する。

【0012】

【作用】本発明による超音波診断装置によれば、近隣の血流速度の平均値または最大値を血管断面について積分することにより血流量を求めているので、拍動に伴う血管の移動による各位置の血流速度の誤差が軽減される。

【0013】

$$\begin{aligned}
 Q &= \sum_{i=1}^n d s i \cdot v i \\
 &= \sum_{i=1}^n d s i \cdot v i / \cos \theta \\
 &= \sum_{i=1}^n \pi \cdot S P'^2 \cdot \delta(n, i) \cdot v d i / \cos \theta \quad \cdots(1) \\
 &= \sum_{i=1}^n \pi \cdot S P^2 \cdot \sin^2 \theta \cdot \delta(n, i) \cdot v d i / \cos \theta \quad \cdots(2)
 \end{aligned}$$

ただし  $S P = r o / n$

$r o = r o' \cdot \cos \theta$

$v d i = v i \cdot \cos \theta$

$$\delta(n, i) = \begin{cases} \left| \frac{1}{2} - i \right| + \frac{1}{2} & (n \text{ が偶数のとき}) \\ \text{INT}\left(\frac{1}{2}\right) - i + 1 & (n \text{ が偶数のとき}) \\ \frac{1}{4} \left( i = \text{INT}\left(\frac{1}{2}\right) + 1 \text{ のとき} \right) \end{cases}$$

\*【実施例】以下、図面を参照して本発明による超音波診断装置の実施例を説明する。瞬時流量は、血管断面の微小面積ベクトルと各位置の流速ベクトルとの内積を断面積全体について積分することにより計測できる。断面のすべての位置の流速ベクトルを求めることは現実的でないので、あるライン上の各位置についてのみ流速ベクトルを求め、各位置に対応するリング状の微小面積との内積を求める。ここで、ライン上の各位置の血流速度の分布を速度プロファイルと称し、このラインを速度プロファイル軸と称するものとする。速度プロファイル軸としては一般には超音波ビームを送受信するラスタまたはサンプル結線が用いられる。サンプル結線とは、同一深度のサンプル点を複数のラスタ間で結ぶ線をいう。速度プロファイル軸の取り方によって計算方法が若干相違する。以下にラスタを速度プロファイル軸とした場合の計算式を記述する。図4はこの計算方法の説明図である。図4において $\theta$ はラスタと血管とのなす角、SPはサンプリングピッチ、SP'は $SP \cdot \sin \theta$ 、roは血管直径、ro'はラスタが血管を横断する長さ（横断長）、iは血管内の各サンプル点のデータ番号（ $i = 1, 2, \dots, n$ ）、Viは各点の血流速度、Vdiは各点の血流速度のラスタ方向成分である。

【0014】

【数1】

5

【0015】この式(1)は血管径 $r_0$ を用いて計算する場合に使用し、式(2)は横断長 $r_0'$ を用いて計算する場合に使用する。いずれを用いて瞬時流量を計測するかは、あらかじめ決めておけばよい。

【0016】また、以下にサンプル点を速度プロファイル軸とした場合の計算式を記述する。図5はこの計算方\*

$$Q = \sum_{i=1}^n d s i' \cdot v d i$$

$$\div \sum_{i=1}^n d s i \cdot v d i / \cos \theta$$

$$= \sum_{i=1}^n \pi \cdot L P'^2 \cdot \delta(n, i) \cdot v d i / \cos \theta \quad \cdots(3)$$

$$= \sum_{i=1}^n \pi \cdot L P^2 \cdot \cos \theta \cdot \delta(n, i) \cdot v d i \quad \cdots(4)$$

【0018】この式(3)は血管径 $r_0$ を用いて計算する場合に使用し、式(4)は横断長 $r_0'$ を用いて計算する場合に使用する。いずれを用いて瞬時流量を計測するかは、あらかじめ決めておけばよい。

【0019】図1は第1実施例の構成を示すブロック図である。セクタ式電子走査型のプローブ1は、一次元に配列された複数の振動子からなる。なおプローブ1はセクタ式電子走査型に限定されず、リニア式でも、機械走査型でもよい。このプローブ1には送受波回路2が接続される。送受波回路2は、送信指向性を与えながらプローブ1の各振動子に一定の周期で駆動パルスを供給する。この周期の逆数が超音波ビームの繰り返し周波数である。被検体からの反射波は送信時と同じ振動子で受信され、その受信信号は送受波回路2で送信時とは逆の受信指向性を与えられる。送受波回路2は所定のフレームレートにしたがって任意の断面を超音波ビームで繰り返し走査させる。

【0020】送受波回路2の出力には、位相検波器3を介して速度演算部4が接続される。位相検波器3は送信周波数と同じ周波数の基準信号を受信信号に掛合わせることで受信信号を検波する。速度演算部4は、検波信号から高周波成分を除去することによりドップラ偏移信号を得、次いでこのドップラ偏移信号から心臓の壁等のように動きの遅い物体からの不要なクラッタ成分を除去し、さらにこのクラッタ成分を除去した信号を2次元の多点数毎にリアルタイムで周波数分析し、この分析結果を用いて1フレーム分の平均速度(これを以下「速度画像」という)を計測する。この速度画像は、フレームメモリ5に順次記憶される。フレームメモリ5にはディスプレイ6が接続される。

【0021】ECGメータ(心電計)7には心時相トリガ発生器8が接続される。心時相トリガ発生器8は、ECGメータ7が計測した心電図にフレーム周期を照合し、各フレームに対応する心時相を検出する。この心時

6

\*法の説明図である。なお図5において、LPは当該サンプル結線の深度におけるラスタピッチ、LP'は、 $LP \cdot \cos \theta$ である。他の記号は図3と同じである。

【0017】

【数2】

相信号は、速度レンジROM9、血管径計測部11、逆流時相計測部12、一心拍駆出量計測部16に供給される。速度レンジROM3は、一心拍の各心時相それぞれに対応する複数種類の速度レンジを保管しており、心時相トリガ発生器8からの心時相信号に対応する速度レンジを送受波回路2に出力する。この速度レンジに応じて検出可能な最高速度が決定される。

【0022】フレームメモリ5には、血流量の測定対象となる関心領域(ROI)を入力するためのROI入力部10が接続される。ROI入力部10は好ましくはトラックボールである。このROIは、そのROI内に複数のラスタまたは複数のサンプル結線が含まれるように設定される。サンプル結線とは、同一深度のサンプル点を複数のラスタ間で結ぶ線のことをいう。なお、速度プロファイルは、このラスタまたはサンプル結線に沿って作成される。したがって、このラスタまたはサンプル結線を、以下「速度プロファイル軸」と総称する。

【0023】またフレームメモリ5には血管径計測部11が接続される。血管径計測部11の構成は図2に示す。血管径計測部11aは、フレームメモリ5からROIの一ラスタ分の平均速度を順次入力し、それを時間軸に沿って配列しいわゆるMモードドブラ波形を形成し、これを用いて拍動に伴って変化する血管の径を一心拍の複数の異なる心時相毎に計測する。各心時相の血管径は、血管径メモリ11bに保管され、心時相トリガ発生器8からの心時相信号に対応する血管径を瞬時流量計測部14に出力する。

【0024】また、フレームメモリ5には逆流時相計測部12が接続される。逆流時相計測部12はフレームメモリ5からROI内の任意の点(通常は中心点)の平均速度を入力し、その極性が反転する期間、つまり主に拡張期で逆流が発生する逆流時相期間を測定し、これを一心拍駆出量計測部16に供給する。

【0025】さらにフレームメモリ5にはプロファイル

50

作成部13が接続される。プロファイル作成部13の構成は図3に示す。ラインメモリ群13aには複数のラインメモリが含まれる。各ラインメモリはそれぞれ、複数のメモリ素子が含まれ、速度プロファイル軸の異なる複数の速度プロファイルを記憶する。ラインメモリ群13aの出力には、平均処理部13bと最大値検出部13cとが接続される。この平均処理部13bと最大値検出部13cは、オペレータの指示により択一的に起動される。

【0026】平均処理部13bは、複数の速度プロファイルの同一番号（同一深度または同一ラスタ上の点）の平均速度を平均処理に供し、新たな一つの速度プロファイルを作成する。したがって、ROIが拍動に伴う血管の移動範囲を包含するように設定されてあれば、血管の移動に伴う速度プロファイルの誤差を低減することができる。

【0027】最大値検出部13cは、複数の速度プロファイルの同番号の平均速度の中の最大値を検出し、新たな一つの速度プロファイルを作成する。したがって、ROIが拍動に伴う血管の移動範囲を包含するように設定されてあれば、血管の移動に伴う速度プロファイルの誤差を低減することができる。

【0028】平均処理部13bおよび最大値検出部13cの出力には、スムージング部13dが接続される。スムージング部13dは、平均処理部13bまたは最大値検出部13cから出力される新たな速度プロファイルの包絡線を追跡することによりこの新たな速度プロファイルをスムージングする。これにより散乱ノイズによる黒抜け現象により、実際には血流が存在するにもかかわらず見掛け上血流が存在しないものとして計測された部分を補償することができる。包絡線処理としては、現在常用されている種々の手法のいずれを採用してもよい。ここでは、最大値ホールドと呼ばれる手法を採用するものとする。この手法は、速度プロファイル軸に沿ってホールドマスクを移動する。ホールドマスクには、この軸上で隣接する所定数の速度データが含まれる。ホールドマスクが移動する各位置で、所定数の速度データの中の最大値を、当該マスクの中心位置のデータと置換する。

【0029】プロファイル作成部13で作成された新たな速度プロファイルは、横断長計測部15に入力される。横断長計測部15は、速度プロファイルを用いて速度プロファイル軸が血管を横断する長さを計測する。この横断長は、速度プロファイルが基線を越えた位置から帰線に復帰するまでのデータ数に、サンプリングピッチまたはラスタピッチ（速度プロファイル軸の取り方によって選択される）を乗算することにより計測される。この横断長は、瞬時流量計測部14に送られる。

【0030】また、プロファイル作成部13で作成された新たな速度プロファイルは、瞬時流量計測部14に入力される。この瞬時流量計測部14には、血管径計測部

11から当該フレームを走査した時の心時相の血管径と、横断長計測部15から横断長が入力される。速度プロファイルと血管径または横断長（上述した式（1）または式（3）を適用するときは血管径を用い、または式（2）または式（4）を適用するときは横断長を用いる）から、瞬時流量が計測される。

【0031】この瞬時流量は、一心拍駆出量計測部16に順次出力される。一心拍駆出量計測部16には上述したように逆流時相計測部1から逆流時相期間が入力される。一心拍駆出量計測部16は、心時相トリガ発生器8から供給される当該瞬時流量を得たときの心時相を確認し、一心拍期間に計測した瞬時流量の中の逆流時相期間以外の心時相で得た瞬時流量だけを選択し、これらを加算する。これによって逆流量を含まない一心拍駆出量が得られる。あるいは、逆流時相期のみについて加算すれば逆流量が得られる。

【0032】瞬時流量計測部14で計測した瞬時流量と一心拍駆出量計測部16で計測した一心拍駆出量は、ディスプレイ6に送られ、フレームメモリ5からの画像と共に表示される。

【0033】次に本実施例の作用について説明する。実際に血流量を計測する以前に、一心拍期間の血管径の変化、および逆流時相期間が計測される。血管径の計測は、上述した式（2）や（4）を用いる場合には必要ない。送受波回路2からプローブ1の各振動子に一定の周期で駆動パルスが供給され、同一方向に超音波ビームが繰り返し送信される。この繰り返し毎に、送信指向性に変化され、これに応じて超音波ビームが順次移動（走査）される。1フレーム分の走査は、所定のフレーム周期で繰り返される。被検体からの反射波は送信時と同じ振動子で受信され、その受信信号は送受波回路2で送信時とは逆の受信指向性を与えられる。なお、このとき各走査を行ったときの心時相信号が心時相トリガ発生器8から速度レンジROM9に出力される。この心時相に対応する速度レンジが速度レンジROM9から送受波回路2に出力される。送受波回路2では折り返りがない範囲で最小の最適な速度レンジに変更される。したがって、後流の速度演算部4で各心時相で異なる血流速度が良好な速度分解能で計測できる。

【0034】送受波回路2の出力は、位相検波器3で検波され、そして速度演算部4で1フレームを構成する画像マトリクスの多数点について平均速度がリアルタイムで測定され、これらがフレームメモリ5を介してディスプレイ6に表示される。

【0035】この速度画像上の血流量を計測したい部分にROI入力部10によってROIが設定される。ラスタとサンプル結線のいずれかを速度プロファイル軸として使用するかがオペレータの指示にしたがって選択される。この選択にしたがってROIの設定の方法が相違する。図6はラスタを速度プロファイル軸とした場合のR

ROIを示す。この場合、ROIは隣接する少なくとも2本のラスタを含むように、且つ拍動により移動する目的血管の移動範囲を含むように設定される。ここでは、Ra、Rb、Rcの3本のラスタがROIに含まれている。このラスタRa、Rb、Rcは、それぞれが速度プロファイル軸である。各ラスタ個々に速度プロファイルが作成される。

【0036】また、図7はサンプル結線を速度プロファイル軸とした場合のROIを示す。この場合、ROIは隣接する少なくとも2本のサンプル結線を含むように、且つ拍動により移動する目的血管の移動範囲を含むように設定される。ここでは、L1、L2、L3の3本のサンプル結線がROIに含まれている。このサンプル結線L1、L2、L3は、それぞれが速度プロファイル軸である。各サンプル結線個々に速度プロファイルが作成される。

【0037】ここで、ROIの描画の方法は種々いずれかの方法による。4点指示によってROIを描画するようにしてもよいが、例えば、対角の2点を指示することにより、各点を通るラスタとサンプル結線により囲まれる図形がROIとして描画されるようにすれば、非常に便利である。また、ROIの中心点を指定することにより、その点を中心に予定の大きさ（ラスタ本数およびサンプル結線数）により決まる）にROIが描画されるようにすれば、非常に便利である。いずれの方法を用いても、ラスタとサンプル結線で囲まれる領域をROIとして設定することにより、実際に血流量を計測する領域や速度プロファイル軸を把握し易くなり、非常に便利である。

【0038】ROIが設定されると、このROI内の1本の速度プロファイル軸のデータが、フレーム更新される毎に、フレームメモリ5から血管径計測部11aに順次供給される。血管径計測部11aはこのデータをMモードに展開する。このMモード像を図8に示す。血管径計測部11aは、両血管壁をトレースする。そして、心時相トリガ発生器8からの心電波形で心拍同期を取りながら各心時相の血管径（両壁の間隔） $r_0$ を計測する。この各心時相の血管径は、血管径メモリ11bに保管される。

【0039】また、このROI内のある点（通常は中心点）の速度データが、フレーム更新される毎に、フレームメモリ5から逆流時相計測部12に順次供給される。図9に示すように心時相トリガ発生器8からの心電波形で心拍同期を取りながら、この速度データの極性が反転する逆流時相期間 $t_a \sim t_b$ を計測する。この逆流時相期間は、一心拍駆出量計測部16に与えられる。

【0040】以上の準備が完了すると、実際に血流量の計測が開始される。準備段階と同様に、送受波回路2からプローブ1の各振動子に一定の周期で駆動パルスが供給され、同一方向に超音波ビームが繰り返し送信され

る。この繰り返し毎に、送信指向性が変化され、これに応じて超音波ビームが順次移動（走査）される。1フレーム分の走査は、所定のフレーム周期で繰り返される。被検体からの反射波は送信時と同じ振動子で受信され、その受信信号は送受波回路2で送信時とは逆の受信指向性を与えられる。

【0041】送受波回路2の出力は、位相検波器3で検波され、そして速度演算部4で1フレームを構成する画像マトリクスの多数点について平均速度がリアルタイムで測定され、これらがフレームメモリ5に順次記憶される。

【0042】そして、同一フレームのROI内の全速度プロファイル軸上の各データが、フレームメモリ5からプロファイル作成部13に供給される。このとき図10に示すように、ラインメモリ群13aの各ラインメモリには、それぞれ異なる速度プロファイル軸の各速度データが順番にメモリ素子に記憶される。平均処理部13bでは、複数の速度プロファイルの同一番号の速度データが平均処理に供せられ、図11に示すように、新たな1つの速度プロファイルが作成される。これにより拍動に伴って血管が移動して、個々の速度プロファイルに誤差が生じて、その誤差が相殺される。したがって、新たな速度プロファイルが血管移動から受ける影響は軽減される。

【0043】また、最大値検出部13cでは、複数の速度プロファイルの同一番号の速度データの中の最大値が検出され、図11に示すように、新たな一つの速度プロファイルが作成される。このように新たな速度プロファイルの各速度データは、複数の速度プロファイルの各同一点の中から最大の速度データであるので、新たな速度プロファイルの速度プロファイル軸と血管位置との位置関係の変化が見掛上抑えられ、これに伴って新たな速度プロファイルが血管移動から受ける影響は軽減される。

【0044】なお、平均処理部13bと最大値検出部13cのいずれで作成された新たな速度プロファイルを採用するかは、オペレータの指示に委ねられ、指示された新たな速度プロファイルが、スムージング部13dに供給される。この新たな速度プロファイルは、図12に示すように、その包絡線を追跡され、散乱ノイズによる黒抜け現象により、実際には血流が存在するにもかかわらず見掛上血流が存在しないものとして計測された部分が補償される。包絡線の追跡は、上述したように最大値ホールドと呼ばれる手法で実施され、速度プロファイル軸に沿ってホールドマスクを移動しながらその各位置でそのマスクに含まれる所定数の速度データの中の最大値が、当該マスクの中心位置の速度データに置換される。

【0045】このように得られた速度プロファイルは、瞬時流量計測部14と横断長計測部15に入力される。横断長計測部15では、この速度プロファイルが基線を越えた位置から帰線に復帰するまでのデータ数が検出さ



れ、このデータ数にサンプリングピッチまたはラスタピッチ（速度プロファイル軸の取り方によって選択される）を乗算することにより、ラスタまたはサンプル結線が血管を横断する横断長が計測される。この横断長は、この横断長計測部15でサンプルボリュームの大きさの範囲内で補正される。サンプルボリュームは、駆動バースト波数によりその距離方向（ラスタ方向）のサイズが決定され、また送受信フォーカス特性によりその方位方向（サンプル結線方向）が決定される。したがって、駆動バースト波数と送受信フォーカス特性に応じて変化する補正係数を横断長に乗算する。これにより誤差の少ない横断長が得られる。この横断長は瞬時流量計測部14に供給される。

【0046】瞬時流量計測部14には、血管径メモリ11bから、当該速度プロファイルを得るための走査を行ったときと同じ心時相の血管径が供給される。瞬時流量計測部14は、この血管径と横断長のいずれかを選択する。この選択は、上述した式（1）または式（3）と、式（2）または式（4）のいずれを用いて血流量を計測するかの選択にしたがって行われる。速度プロファイルと血管径または横断長から瞬時流量が計測される。血管径は心拍同期されているので、また横断長はリアルタイムで求めたものであるため、いずれを用いても血管径の変化に起因する瞬時流量の誤差は軽減される。

【0047】この瞬時流量は、フレームレートに同期してリアルタイムで順次計測され、計測される毎に、一心拍駆出量計測部16に順次供給される。この一心拍駆出量は、例えば図16に示すように、ディスプレイ6の表示画面に一心拍毎に画像と共にリアルタイムで表示される。オペレータは、この一心拍駆出量を観察しながら、一心拍駆出量が最大となるようにプローブ1の被検体に対する当接角度を調整することができる。これにより、速度プロファイル軸が血管の直径に一致しない場合の過

$$D \cdot \Delta \theta \leq \Delta \psi$$

図13に示すように、DはROI中心の深度、 $\Delta \theta$ はラスタ間隔（角度）、 $\Delta \psi$ は方位分解能（距離）である。つまり、ラスタピッチ $D \cdot \Delta \theta$ が方位分解能 $\Delta \psi$ に対してアンダーサンプリングにならない範囲、換言すると、ラスタピッチがサンプリングピッチより大きくならない範囲で、ラスタ間隔 $\Delta \theta$ を設定し、それによる一フレーム分の走査に要する時間の減少に応じてフレームレートを高める。このようにして得られたフレームレートは予め送受波回路2に設定される。

【0052】第2の手段によるフレームシーケンスを図14に示す。一心拍期間を一サイクルと考え、サイクルが移り変わる毎に、少なくともフレーム周期より短い時間 $\Delta t$ ずつフレームシーケンスをずらす。これにより各フレームが対応する心時相はサイクル間で相違するので、数サイクル分のデータを集めれば、見掛け上、時間分解能が向上することになる。このフレームシーケンス

\* 少誤差が回避される。また、一心拍駆出量計測部16で、複数の心拍サイクルが終了した時点で、一心拍駆出量を数心拍にわたり平均処理する手段を設けることが望ましい。この平均処理により、一心拍駆出量に含まれる誤差はいっそう軽減される。この平均処理した一心拍駆出量を、平均処理する以前の一心拍駆出量と同時に表示することで、両者の比較が可能となり、オペレータの操作性および測定精度を高めることができる。

【0048】一心拍駆出量計測部16には上述したように逆流時相計測部1から逆流時相期間が入力されている。一心拍駆出量計測部16は、心時相トリガ発生器8から供給される当該瞬時流量を得たときの心時相を確認し、一心拍期間に計測した瞬時流量の中の逆流時相期間以外の心時相で得た瞬時流量だけを選択し、これらを加算する。これによって逆流量を含まない一心拍駆出量が得られる。この一心拍駆出量は、ディスプレイ6に画像と共に表示される。

【0049】以上、一心拍駆出量を表示する場合について述べたが、これに心拍数を乗じることで1分当りの拍出量、すなわち心拍出量を表示しても勿論よい。従来説明で述べたように、一心拍による駆出量の測定精度を向上するには、フレームレートを高めて瞬時血流量の時間分解能を多くすることが必要であるが、フレームレートを高めると、それに反比例してサンプリングピッチやラスタピッチが粗くなり、速度プロファイルが非常に粗いものになってしまうという問題があった。ここでは次のような手段を用いてこの問題を解決するものである。

【0050】第1の手段として、フレームレートの上限を判定することにより、その範囲内で最大のフレームレートを設定する。フレームレートの上限を満たす条件を以下の式（5）に示す。

【0051】

$$\dots (5)$$

は、送受波回路2によって実現される。

【0053】このように本実施例によれば血流量を高精度で計測することができる。なお上述の説明では、ROMに予め複数種の速度レンジを保管しておき走査の心時相に対応する速度レンジを送受波回路2に供給するようにしていたが、図16に示す構成に置換してもよい。ROI内最高速度検出部18は、ROI内の全位置の速度データをフレームメモリ5から受取り、その最高速度を検出する。この最高速度を降り返りのない状態で検出可能な最大の速度レンジを送受波回路2が当該心時相で設定するように速度レンジ切換制御部19で制御する。このような構成によると、実際の流速に最適な速度レンジを設定することができるようになる。この発明は上述した実施例に限定されることなく種々変形して実施可能であるのは勿論である。

【0054】



13

【発明の効果】本発明は、超音波ビームで被検体を走査する手段と、前記走査手段から出力される受信信号を用いて多点の血流速度を計測する手段と、近隣の血流速度の平均値または最大値を検出する手段と、前記平均値または最大値を血管断面について積分することにより血流量を求める手段とを具備し、近隣の血流速度の平均値または最大値を血管断面について積分することにより血流量を求めるようにしたので、拍動に伴う血管の移動による各位置の血流速度の誤差が軽減され、したがって血流量を高精度で計測できる超音波診断装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明による超音波診断装置の第1実施例の構成を示すブロック図。

【図2】図1の血管径計測部の構成を示すブロック図。

【図3】図1のプロファイルの作成部の構成を示すブロック図。

【図4】速度プロファイル軸をラスタとして設定した場合の血流量計算処理を説明するための概念図。

【図5】速度プロファイル軸をサンプル結線として設定した場合の血流量計算処理を説明するための概念図。

【図6】速度プロファイル軸をラスタとして設定する場合のROIを示す図。

【図7】速度プロファイル軸をサンプル結線として設定する場合のROIを示す図。

\*

＊【図8】各心時相の血管径を計測するために図1の血管径計測部で作成されるMモード像を示す図。

【図9】逆流時相を計測するために図1の逆流時相計測部で作成されるROI内のある点の流速の時間変化を示す図。

【図10】図3のラインメモリ群の各ラインメモリが記憶する速度プロファイルを示す図。

【図11】図3の平均処理部または最大値検出部の各処理により得られる速度プロファイルを示す図。

10 【図12】図3のスムージング部による処理により得られる速度プロファイルを示す図。

【図13】ラスタ間隔と深度を示す図。

【図14】時間分解能を向上させるフレームシーケンスを示す図。

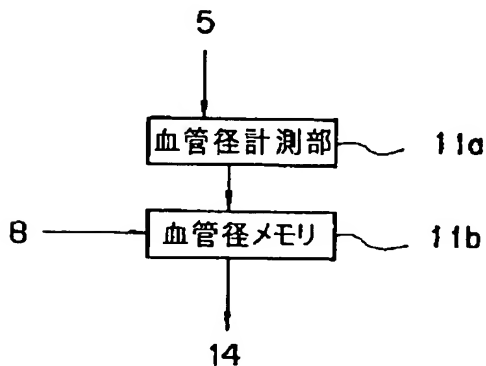
【図15】ディスプレイの表示画面を示す図。

【図16】速度レンジを切換える変形例の構成を示すブロック図。

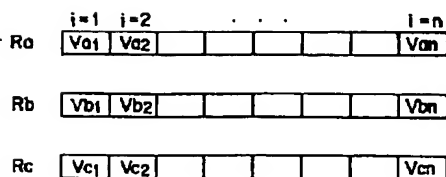
【符号の説明】

1…プローブ、2…送受波回路、3…位相検波器、4…速度演算部、5…フレームメモリ、6…ディスプレイ、7…ECGメータ、8…心時相トリガ発生器、9…速度レンジROM、10…ROI入力部、11…血管径計測部、12…逆流時相計測部、13…プロファイル作成部、14…瞬時流量計測部、15…横断長計測部、16…心拍駆出量計測部。

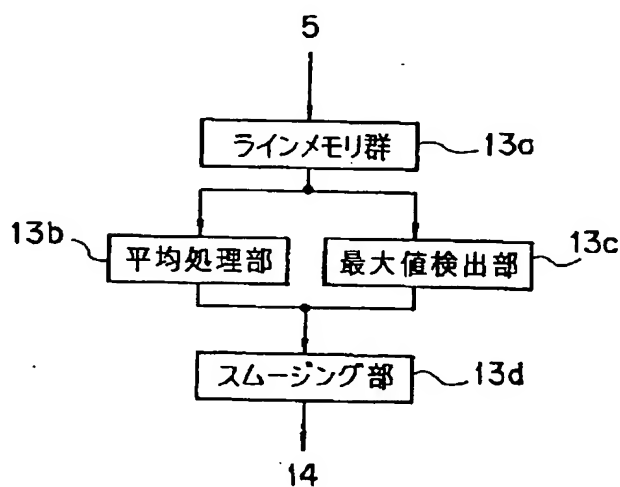
【図2】



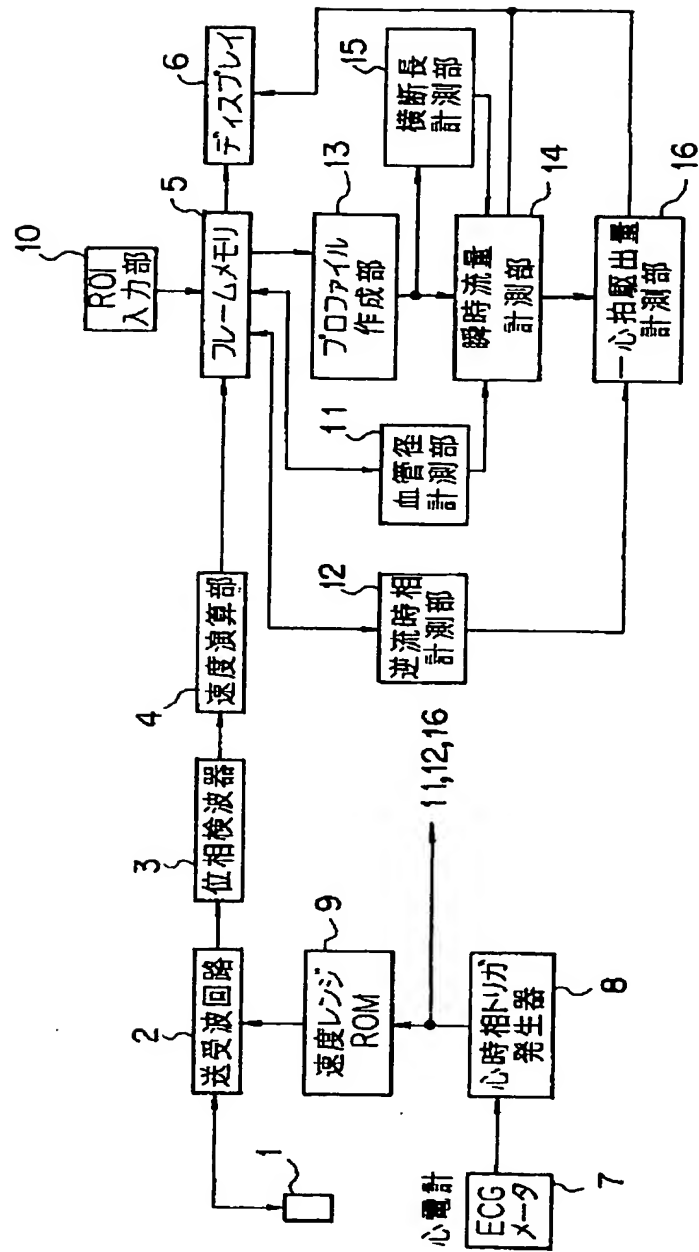
【図10】



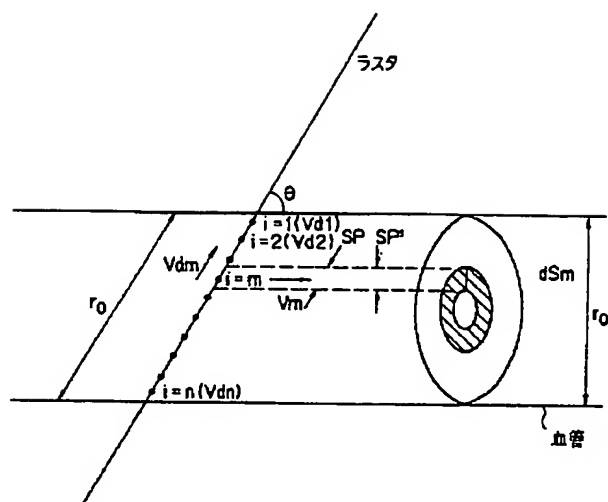
【図3】



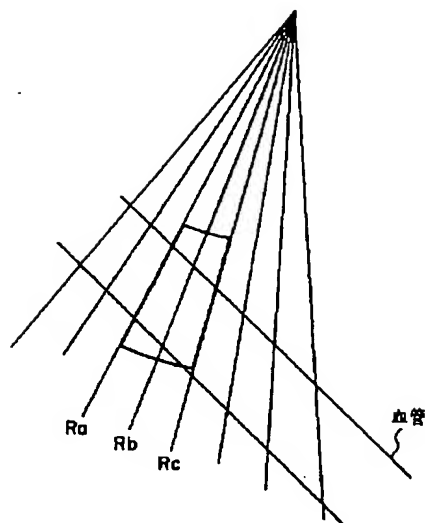
【図1】



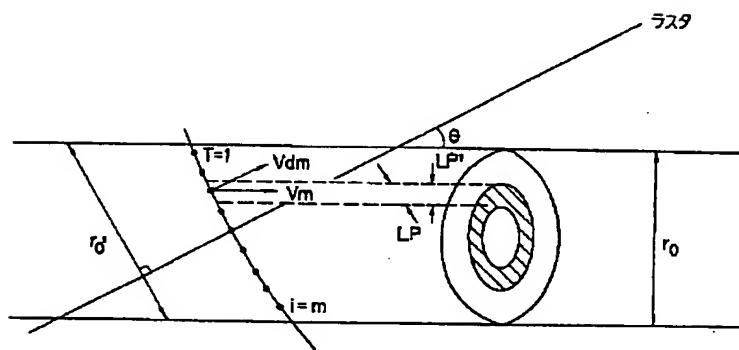
【図4】



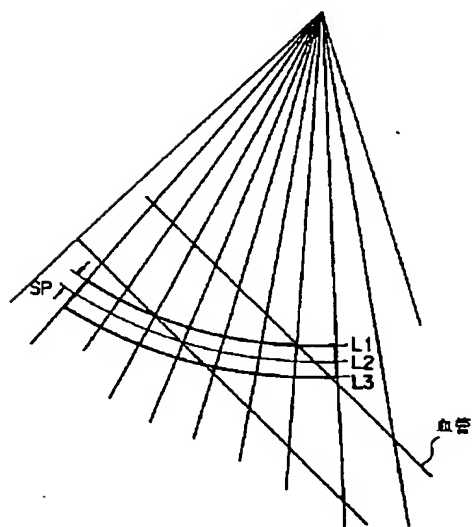
【圖6】



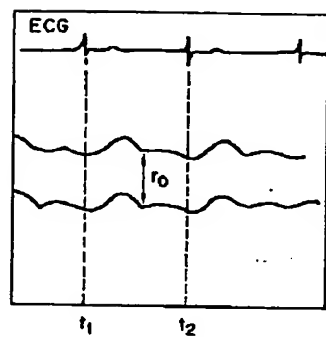
【圖5】



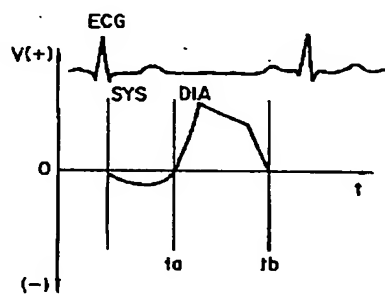
【図7】



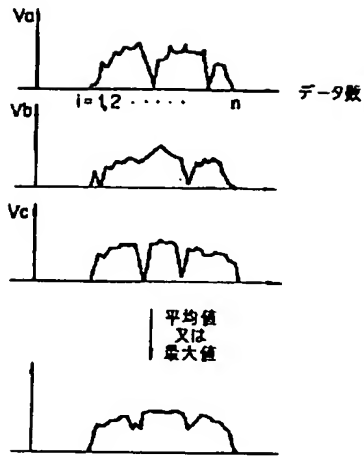
【図 8】



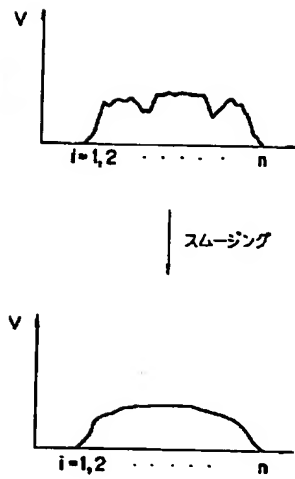
【圖9】



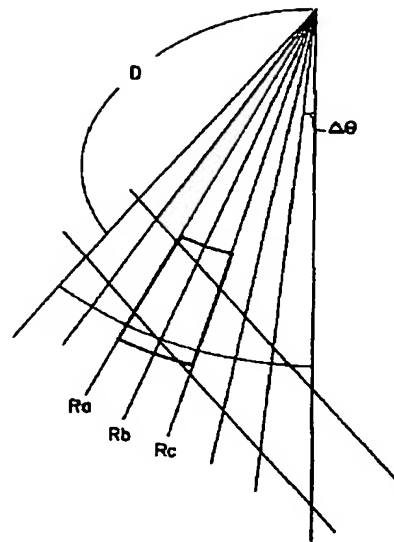
【図11】



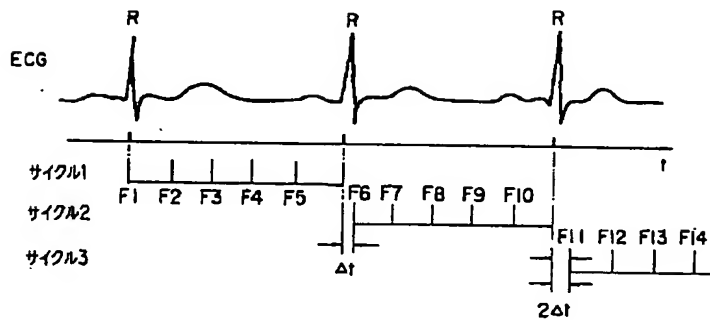
【図12】



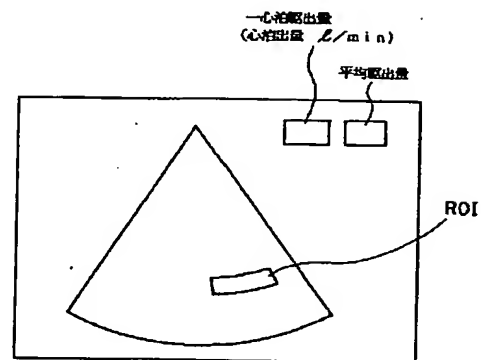
【図13】



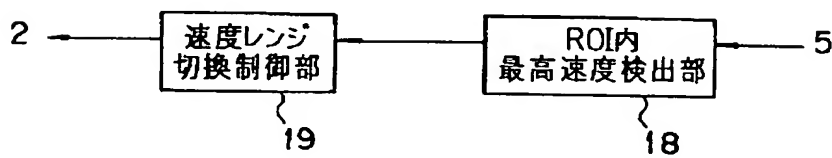
【図14】



【図15】



【図16】



# PATENT ABSTRACTS OF JAPAN

(11)Publication number : 07-023951

(43)Date of publication of application : 27.01.1995

(51)Int.Cl.

A61B 8/06  
A61B 5/0285

(21)Application number : 05-170435

(71)Applicant : TOSHIBA CORP  
TOSHIBA MEDICAL ENG CO LTD

(22)Date of filing : 09.07.1993

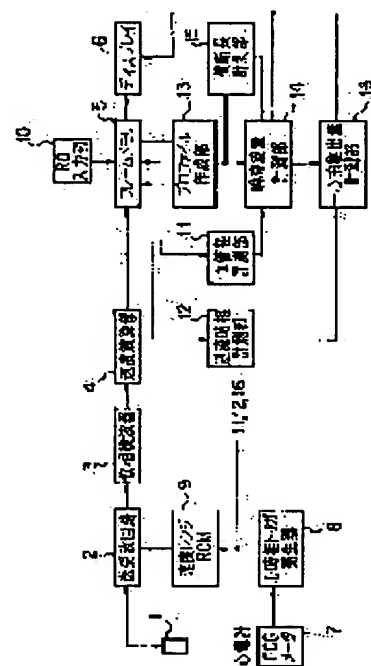
(72)Inventor : TSUJINO HIROYUKI  
SHIKI EIICHI

## (54) ULTRASONIC DIAGNOSTIC DEVICE

### (57)Abstract:

**PURPOSE:** To provide an ultrasonic diagnostic device in which blood quantity can be measured at high precision by integrating average values or maximum values of adjacent blood speeds for blood vessel cross sections to determine the blood quantity.

**CONSTITUTION:** A speed computation part 4 is connected to an output of a wave transmitting/receiving circuit 2 through a phase detector 3, a clutter component-eliminated signal is frequency-analyzed at real time for every multiple points in two dimensions to measure an average speed of one frame, and it is memorized in a frame memory 5 in order. A profile formation part 13 is connected to the frame memory 5, average speeds of the same number in plural speed profiles are supplied for average processing, and the maximum value in the average speeds is detected to form a new speed profile. The formed speed profile is inputted to an instantaneous flow measuring part 14, a blood vessel diameter at a cardiac phase when the frame is scanned, and a cross length are inputted from a blood vessel diameter measuring part 11 and a cross length measuring part 15 respectively, and instantaneous flow rate is measured based on the speed profile, and blood diameter or cross length.



## LEGAL STATUS

[Date of request for examination] 21.06.2000

[Date of sending the examiner's decision of rejection]

[Kind of final disposal of application other than the examiner's decision of rejection or application converted registration]

[Date of final disposal for application]

[Patent number] 3381968

[Date of registration] 20.12.2002

[Number of appeal against examiner's decision of rejection]

[Date of requesting appeal against examiner's]

**\* NOTICES \***

**JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.**

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

**CLAIMS**

---

[Claim(s)]

[Claim 1] The ultrasonic diagnostic equipment characterized by providing a means to scan analyte with an ultrasonic beam, a means to measure the flow velocity of a multipoint using the input signal outputted from said scan means, a means to detect the neighboring average or the maximum of a flow velocity, and a means to calculate a blood stream by integrating with said average or maximum about a blood vessel cross section.

[Claim 2] The ultrasonic diagnostic equipment characterized by to provide a means scan analyte with an ultrasonic beam, a means measure the flow velocity of a multipoint using the input signal outputted from said scan means, a means create a rate profile by distributing said flow velocity in accordance with the rate profile shaft of arbitration, a means detect the envelope of said rate profile, and a means calculate a blood stream by integrating with the flow velocity of each location of said envelope about a blood vessel cross section.

[Claim 3] The ultrasonic diagnostic equipment according to claim 1 or 2 characterized by having further a means to change the rate range which can detect said scan means according to each cardiac tense of pulsation.

[Claim 4] In the ultrasonic diagnostic equipment which searches for the blood rate-of-flow information in analyte based on an ultrasound scan, and calculates a blood stream using this blood rate-of-flow information A means to ask for the diameter change of a blood vessel in 1 heartbeat, and a means to memorize the diameter of a blood vessel called for with said means, The ultrasonic diagnostic equipment characterized by providing a means to calculate a blood stream by reading the diameter of a blood vessel of said blood rate-of-flow information and simultaneous phase, and integrating with this blood rate-of-flow information about this diameter of a blood vessel from said storage means.

[Claim 5] The ultrasonic diagnostic equipment characterized by to provide a means display a means calculate the blood stream per predetermined unit time amount one by one, a means ask for the average of the blood stream per [ which is obtained one by one by said means ] unit time amount, and the blood stream per said unit time amount and the average blood stream per said unit time amount, on the same screen in the ultrasonic diagnostic equipment which searches for the blood rate-of-flow information in analyte based on an ultrasound scan, and calculates a blood stream using this blood rate-of-flow information.

[Claim 6] The ultrasonic diagnostic equipment characterized by providing a means to search for the blood rate-of-flow information in the ultrasonic diagnostic equipment which searches for the blood rate-of-flow information in analyte based on an ultrasound scan, and calculates a blood stream using this blood rate-of-flow information so that the tense on an electrocardio wave may shift for every heartbeat, and a means to calculate the amount of 1 heartbeat ejection from the blood rate-of-flow information for two or more heartbeats called for with said means.

---

[Translation done.]

**\* NOTICES \***

**JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.**

1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

---

**DETAILED DESCRIPTION**

---

[Detailed Description of the Invention]

[0001]

[Industrial Application] This invention relates to the ultrasonic diagnostic equipment which measures a blood stream.

[0002]

[Description of the Prior Art] A momentary blood stream is obtained by integrating the whole blood vessel cross section with the inner product of the blood rate-of-flow vector of each point of a blood vessel cross section, and the minute area vector corresponding to it. Generally, a blood vessel cross section asks the basis of a circular assumption only for the flow velocity of the dispersed point on a certain rate profile shaft, and is asking it for the blood stream using these and the ring-like area of each point. In addition, distribution of the flow velocity of each point on a rate profile shaft is hereafter called a "rate profile."

[0003] Moreover, the amount of ejection per one heartbeat is measurable by adding two or more instant blood streams from which the cardiac tense of a 1 heartbeat period differs. Furthermore, a heart rate can be multiplied by it and obtained in the amount of 1 heartbeat ejection, the amount of ejection, i.e., the cardiac output, per minute.

[0004] However, possibility of including an error in measurement of such a blood stream for the following reasons for various kinds is high. Although the rate profile shaft is being first fixed to the 1st, the blood vessel is mainly moving by pulsation. Therefore, since the physical relationship of a rate profile shaft and a blood vessel changes relatively, by the different cardiac tense, the rate profile of a different blood vessel location will be obtained, and a rate profile will include an error according to the timing scanned with the ultrasonic beam.

[0005] Moreover, in order to improve the accuracy of measurement of the amount of ejection by one heartbeat, it is required for the 2nd to raise a frame rate and to make [ many ] time resolution of an instant blood stream. However, if a frame rate is raised, in inverse proportion to it, a sampling pitch and a raster pitch will become coarse. Therefore, a rate profile will become very coarse and the measurement precision of a blood stream will fall.

[0006] The 3rd measurable rate range is set as the range which can measure the full speed of one heartbeat. Therefore, by the cardiac tenses other than full speed, speed resolving power will fall under the effect of a rate blank etc., and the measurement precision of a blood stream will fall in connection with this.

[0007] A blood stream will be measured as that to which a blood flow does not exist in the 4th seemingly according to the black omission phenomenon by the dispersion noise although a blood flow exists actually. Since the blood stream of the back run by the abnormalities in a valve is added to the 5th as a minus numeric value at the blood stream of forward feed, the true amount of ejection is immeasurable.

[0008] Although the diameter of a blood vessel changes to the 6th according to pulsation, since flow rate measurement is actually performed using the common diameter of a blood vessel by all the cardiac tenses, an error arises in the blood stream of other cardiac tenses.

[0009] Generally to the 7th, the diameter of a blood vessel has been obtained using the rate profile of the line where a blood vessel intersects perpendicularly by carrying out the multiplication of the sampling pitch to the number of data until it returns from the standup to the baseline of rate change. However, since sample volume has fixed magnitude, the error according to the magnitude of sample volume may be included in the obtained diameter of a blood vessel, and an error produces it in a blood stream according to this error.

[0010]

[Problem(s) to be Solved by the Invention] This invention was made that the situation mentioned above should be coped with, and the object is offering the ultrasonic diagnostic equipment which can measure a



blood stream with high degree of accuracy.

[0011]

[Means for Solving the Problem] This invention possesses a means to scan analyte with an ultrasonic beam, a means to measure the flow velocity of a multipoint using the input signal outputted from said scan means, a means to detect the neighboring average or the maximum of a flow velocity, and a means to calculate a blood stream by integrating with said average or maximum about a blood vessel cross section.

[0012]

[Function] Since the blood stream is calculated by integrating with the neighboring average or the maximum of a flow velocity about a blood vessel cross section according to the ultrasonic diagnostic equipment by this invention, the error of the flow velocity of each location by migration of the blood vessel accompanying pulsation is mitigated.

[0013]

[Example] Hereafter, with reference to a drawing, the example of the ultrasonic diagnostic equipment by this invention is explained. An instant flow rate is measurable by integrating with the inner product of the minute area vector of a blood vessel cross section, and the rate-of-flow vector of each location about the whole cross section. Since it is not realistic to search for the rate-of-flow vector of all the locations of a cross section, the rate-of-flow vector is searched for only about each location on a certain line, and it asks for an inner product with the minute area of the shape of a ring corresponding to each location. Here, distribution of the flow velocity of each location on a line shall be called a rate profile, and this line shall be called a rate profile shaft. The raster or sample connection which generally transmits and receives an ultrasonic beam as a rate profile shaft is used. Sample connection means the thing of a line which connects the sample point of the same depth among two or more rasters. The count approach is different a little depending on how to take a rate profile shaft. The formula at the time of setting a rate profile shaft as a raster below is described.

Drawing 4 is the explanatory view of this count approach. Setting to drawing 4,  $\theta$  is the angle of a raster and a blood vessel to make, and the length (crossing length) to which in SP, as for sampling pitch and SP', a raster crosses SP and  $\sin\theta$ , and, as for  $r_0$ , a blood vessel diameter and  $r_0'$  cross a blood vessel, and  $i$  is the data number ( $i=1, 2, \dots, n$ ) of each sample point in a blood vessel, and  $V_i$ . The flow velocity of each point and  $V_{di}$  are the direction components of a raster of the flow velocity of each point.

[0014]

[Equation 1]

$$\begin{aligned}
 Q &= \sum_{i=1}^n d s i \cdot v i \\
 &= \sum_{i=1}^n d s i \cdot v i / \cos \theta \\
 &= \sum_{i=1}^n \pi \cdot S P'^2 \cdot \delta(n, i) \cdot v d i / \cos \theta \quad \dots(1) \\
 &= \sum_{i=1}^n \pi \cdot S P^2 \cdot \sin^2 \theta \cdot \delta(n, i) \cdot v d i / \cos \theta \quad \dots(2)
 \end{aligned}$$

ただし  $S P = r o / n$

$$r o = r o' \cdot \cos \theta$$

$$v d i = v i \cdot \cos \theta$$

$$\delta(n, i) = \begin{cases} \left| \frac{1}{2} - i \right| + \frac{1}{2} & (n \text{ が偶数のとき}) \\ \text{INT}\left(\frac{1}{2}\right) - i + 1 & (n \text{ が偶数のとき}) \\ \frac{1}{4} \left( i = \text{INT}\left(\frac{1}{2}\right) + 1 \text{ のとき} \right) \end{cases}$$

[0015] This formula (1) is the diameter  $r o$  of a blood vessel. It is used when using and calculating, and a formula (2) is used when calculating using crossing length  $r o'$ . Using any an instant flow rate is measured should just determine beforehand.

[0016] Moreover, the formula at the time of setting a rate profile shaft as a sample point below is described. Drawing 5 is the explanatory view of this count approach. In addition, they are a raster pitch [ in / on drawing 5 and / in LP / the depth of the sample connection concerned ], and  $LP'$ . They are LP and  $\cos \theta$ . Other notations are the same as drawing 3.

[0017]

[Equation 2]

$$\begin{aligned}
 Q &= \sum_{i=1}^n d s i' \cdot v d i \\
 &= \sum_{i=1}^n d s i \cdot v d i / \cos \theta \\
 &= \sum_{i=1}^n \pi \cdot L P'^2 \cdot \delta(n, i) \cdot v d i / \cos \theta \quad \dots(3) \\
 &= \sum_{i=1}^n \pi \cdot L P^2 \cdot \cos \theta \cdot \delta(n, i) \cdot v d i \quad \dots(4)
 \end{aligned}$$

[0018] This formula (3) is the diameter  $r o$  of a blood vessel. It is used when using and calculating, and a formula (4) is used when calculating using crossing length  $r o'$ . Using any an instant flow rate is measured should just determine beforehand.

[0019] Drawing 1 is the block diagram showing the configuration of the 1st example. The probe 1 of a sector type electronic-raster-scanning mold consists of two or more vibrator arranged by the single dimension. In addition, a probe 1 may not be limited to a sector type electronic-raster-scanning mold, but a linear type or a mechanical-scanning mold is sufficient as it. The transmission-and-reception wave circuit 2 is connected to this probe 1. The transmission-and-reception wave circuit 2 supplies a driving pulse to each vibrator of a probe 1 a fixed period, giving transmitting directivity. The inverse number of this period is a

repeat frequency of an ultrasonic beam. The reflected wave from analyte is received by the same vibrator as the time of transmission, and the input signal can give the receiving directivity of reverse in the transmission-and-reception wave circuit 2 at the time of transmission. The transmission-and-reception wave circuit 2 makes the cross section of arbitration repeat and scan with an ultrasonic beam according to a predetermined frame rate.

[0020] The rate operation part 4 is connected to the output of the transmission-and-reception wave circuit 2 through phase discriminator 3. Phase discriminator 3 detects an input signal by multiplying the reference signal of the same frequency as transmit frequencies by the input signal. By removing a high frequency component from a detection signal, the rate operation part 4 carries out frequency analysis of the signal which acquired the Doppler shift signal, subsequently removed the unnecessary clutter component from the late body of a motion from this Doppler shift signal like the wall of the heart, and removed this clutter component further on real time for every two-dimensional number of multipoints, and measures the mean velocity for one frame (this is called "rate image" below) using this analysis result. The sequential storage of this rate image is carried out at a frame memory 5. A display 6 is connected to a frame memory 5.

[0021] The cardiac tense trigger generator 8 is connected to the ECG meter (electrocardiograph) 7. The cardiac tense trigger generator 8 collates a frame period with the electrocardiogram which the ECG meter 7 measured, and detects the cardiac tense corresponding to each frame. This cardiac tense signal is supplied to a rate range ROM 9, the diameter measurement section 11 of a blood vessel, the back run tense measurement section 12, and the amount measurement section 16 of 1 heartbeat ejection. A rate range ROM 3 is keeping two or more kinds of rate range corresponding to each of each cardiac tense of one heartbeat, and outputs a rate range corresponding to the cardiac tense signal from the cardiac tense trigger generator 8 to the transmission-and-reception wave circuit 2. Detectable full speed is determined according to this rate range.

[0022] The ROI input section 10 for inputting the area of interest (ROI) used as the measuring object of a blood stream is connected to a frame memory 5. The ROI input section 10 is a trackball preferably. This ROI is set up so that two or more raster or two or more sample connection may be contained in that ROI. Sample connection means the thing of a line which connects the sample point of the same depth among two or more rasters. In addition, a rate profile is created along with this raster or sample connection. Therefore, this raster or sample connection is named a "rate profile shaft" generically below.

[0023] Moreover, the diameter measurement section 11 of a blood vessel is connected to a frame memory 5. The configuration of the diameter measurement section 11 of a blood vessel is shown in drawing 2. Diameter measurement section of blood vessel 11a carries out the sequential input of the mean velocity for one raster of ROI from a frame memory 5, arranges it along with a time-axis, forms the so-called M mode Doppler wave, and measures the path of a blood vessel which changes in connection with pulsation using this for every alignment tense from which the plurality of one heartbeat differs. The diameter of a blood vessel of each cardiac tense is kept by diameter memory of blood vessel 11b, and outputs the diameter of a blood vessel corresponding to the cardiac tense signal from the cardiac tense trigger generator 8 to the instant flow rate measurement section 14.

[0024] Moreover, the back run tense measurement section 12 is connected to a frame memory 5. The back run tense measurement section 12 inputs the mean velocity of the point (usually central point) of the arbitration in ROI from a frame memory 5, measures the period which the polarity reverses, i.e., the back run tense period when a back run mainly occurs in diastole, and supplies this to the amount measurement section 16 of 1 heartbeat ejection.

[0025] Furthermore, the profile creation section 13 is connected to a frame memory 5. The configuration of the profile creation section 13 is shown in drawing 3. Two or more line memory is contained in line memory group 13a. Two or more memory devices are contained and each line memory memorizes two or more rate profiles from which a rate profile shaft differs, respectively. Average processing section 13b and maximum detecting-element 13c are connected to the output of line memory group 13a. This average processing section 13b and maximum detecting-element 13c are alternatively started by directions of an operator.

[0026] Average processing section 13b presents average processing with the mean velocity of the same number (point on the same depth or the same raster) of two or more rate profiles, and creates one new rate profile. Therefore, if it is set up so that ROI may include the successive range of the blood vessel accompanying pulsation, the error of the rate profile accompanying migration of a blood vessel can be reduced.

[0027] Maximum detecting-element 13c detects the maximum in the mean velocity of the jack per line of

two or more rate profiles, and creates one new rate profile. Therefore, if it is set up so that ROI may include the successive range of the blood vessel accompanying pulsation, the error of the rate profile accompanying migration of a blood vessel can be reduced.

[0028] 13d of smoothing sections is connected to the output of average processing section 13b and maximum detecting-element 13c. 13d of smoothing sections carries out smoothing of this new rate profile by pursuing the envelope of the new rate profile outputted from average processing section 13b or maximum detecting-element 13c. The part measured as that in which a blood flow does not exist seemingly according to the black omission phenomenon by the dispersion noise by this although a blood flow exists actually can be compensated. As envelope processing, any of the various technique of current daily use being carried out may be adopted. Here, the technique called a maximum hold shall be adopted. This technique moves a hold mask in accordance with a rate profile shaft. The rate data of the predetermined number which adjoins on this shaft are contained in a hold mask. The maximum in the rate data of a predetermined number is permuted by the data of the center position of the mask concerned in each location which a hold mask moves.

[0029] The new rate profile created in the profile creation section 13 is inputted into the crossing length measurement section 15. The crossing length measurement section 15 measures the die length to which a rate profile shaft crosses a blood vessel using a rate profile. This crossing length is measured by carrying out the multiplication of a sampling pitch or the raster pitch (chosen depending on how taking a rate profile shaft) to the number of data until a rate profile returns to the fly-back line from the location beyond a baseline. This crossing length is seen off in the instant flow rate measurement section 14.

[0030] Moreover, the new rate profile created in the profile creation section 13 is inputted into the instant flow rate measurement section 14. Crossing length is inputted into this instant flow rate measurement section 14 as the diameter of a blood vessel of the cardiac tense when scanning the frame concerned from the diameter measurement section 11 of a blood vessel from the crossing length measurement section 15. An instant flow rate is measured from a rate profile, the diameter of a blood vessel, or crossing length (crossing length is used, when applying the formula (1) or formula (3) mentioned above and applying a formula (2) or a formula (4), using the diameter of a blood vessel).

[0031] The sequential output of this instant flow rate is carried out at the amount measurement section 16 of 1 heartbeat ejection. As mentioned above, a back run tense period is inputted into the amount measurement section 16 of 1 heartbeat ejection from the back run tense measurement section 1. The amount measurement section 16 of 1 heartbeat ejection checks the cardiac tense when obtaining the instant flow rate concerned supplied from the cardiac tense trigger generator 8, chooses only the instant flow rate obtained by the cardiac tenses other than the back run tense period in the instant flow rate measured at the 1 heartbeat period, and adds these. The amount of 1 heartbeat ejection which does not contain a reflux flow by this is obtained. Or a reflux flow will be obtained if it adds only about a back run tense term.

[0032] The instant flow rate measured in the instant flow rate measurement section 14 and the amount of 1 heartbeat ejection measured in the amount measurement section 16 of 1 heartbeat ejection are sent to a display 6, and is displayed with the image from a frame memory 5.

[0033] next, operation \*\*\*\*\* explanation of this example -- it carries out. Before actually measuring a blood stream, change of the diameter of a blood vessel of a 1 heartbeat period and a back run tense period are measured. In measurement of the diameter of a blood vessel, when using the formula (2) mentioned above and (4), it is unnecessary. A driving pulse is supplied to each trembler of a probe 1 a fixed period from the transmission-and-reception wave circuit 2, and an ultrasonic beam is repeatedly transmitted in the same direction. For every repeat of this, transmitting directivity changes and sequential migration (scan) of the ultrasonic beam is carried out according to this. The scan for one frame is repeated with a predetermined frame period. The reflected wave from analyte is received by the same vibrator as the time of transmission, and the input signal can give the receiving directivity of reverse in the transmission-and-reception wave circuit 2 at the time of transmission. In addition, the cardiac tense signal when performing each scan at this time is outputted to a rate range ROM 9 from the cardiac tense trigger generator 8. A rate range corresponding to this cardiac tense is outputted to the transmission-and-reception wave circuit 2 from a rate range ROM 9. In the transmission-and-reception wave circuit 2, it is changed into the minimum, optimal rate range in the range which breaks and does not have return. Therefore, a flow velocity which is different by the rate operation part 4 of back wash with each cardiac tense can measure with good speed resolving power.

[0034] The output of the transmission-and-reception wave circuit 2 is detected with phase discriminator 3, average speed is measured on real time about the a large number point of the image matrix which constitutes

one frame from rate operation part 4, and these are displayed on a display 6 through a frame memory 5.

[0035] ROI is set as the part which wants to measure the blood stream on this rate image by the ROI input section 10. It is chosen according to directions of an operator whether a raster or sample connection is used as a rate profile shaft. According to this selection, the approach of setting out of ROI is different. Drawing 6 shows ROI at the time of setting a rate profile shaft as a raster. In this case, ROI is set up so that at least two adjoining rasters may be included, and so that the successive range of the object blood vessel where it moves by pulsation may be included. Here, they are Ra, Rb, and Rc. Three rasters are contained in ROI. These rasters Ra, Rb, and Rc Each is a rate profile shaft. A rate profile is created by each raster each.

[0036] Moreover, drawing 7 shows ROI at the time of setting a rate profile shaft as sample connection. In this case, ROI is set up so that at least two adjoining sample connection may be included, and so that the successive range of the object blood vessel where it moves by pulsation may be included. Here, it is L1, L2, and L3. Three sample connection is contained in ROI. This sample connection L1, L2, and L3 Each is a rate profile shaft. A rate profile is created by each sample connection each.

[0037] Various the approaches of drawing here of ROI are based on one of approaches. Although you may make it draw ROI with four-point directions, it is dramatically convenient if the raster which passes along each point, for example by directing two points of a vertical angle, and the graphic form surrounded by sample connection are drawn as an ROI. Moreover, it is dramatically convenient if ROI is drawn by being decided by magnitude (a raster number and the number of sample connection) of a schedule focusing on the point by specifying the central point of ROI. Even if it uses which approach, by setting up as an ROI the field surrounded with a raster and sample connection, it becomes easy to grasp the field and rate profile shaft which measure a blood stream actually, and is dramatically convenient.

[0038] If ROI is set up, whenever renewal of a frame is carried out, sequential supply of the data of one rate profile shaft in this ROI will be carried out from a frame memory 5 at diameter measurement section of blood vessel 11a. Diameter measurement section of blood vessel 11a develops this data to M mode. This M-mode image is shown in drawing 8. Diameter measurement section of blood vessel 11a traces both blood vessel walls. And it is the diameter  $r_0$  of a blood vessel of each cardiac tense (spacing of both walls), taking a heartbeat synchronization by the electrocardio wave from the cardiac tense trigger generator 8. It measures. The diameter of a blood vessel of each of this cardiac tense is kept by diameter memory of blood vessel 11b.

[0039] Moreover, whenever renewal of a frame is carried out, sequential supply of the rate data of a certain point in this ROI (usually central point) is carried out from a frame memory 5 at the back run tense measurement section 12. Back run tense period  $t_a - t_b$  which the polarity of this rate data reverses while taking a heartbeat synchronization by the electrocardio wave from the cardiac tense trigger generator 8, as shown in drawing 9 It measures. This back run tense period is given to the amount measurement section 16 of 1 heartbeat ejection.

[0040] Completion of the above preparation starts measurement of a blood stream actually. Like a preparation phase, a driving pulse is supplied to each trembler of a probe 1 a fixed period from the transmission-and-reception wave circuit 2, and an ultrasonic beam is repeatedly transmitted in the same direction. For every repeat of this, transmitting directivity changes and sequential migration (scan) of the ultrasonic beam is carried out according to this. The scan for one frame is repeated with a predetermined frame period. The reflected wave from analyte is received by the same vibrator as the time of transmission, and the input signal can give the receiving directivity of reverse in the transmission-and-reception wave circuit 2 at the time of transmission.

[0041] The output of the transmission-and-reception wave circuit 2 is detected with phase discriminator 3, mean velocity is measured on real time about the a large number point of the image matrix which constitutes one frame from rate operation part 4, and the sequential storage of these is carried out at a frame memory 5.

[0042] And each data on the full speed profile shaft in ROI of the same frame is supplied to the profile creation section 13 from a frame memory 5. As shown in drawing 10 at this time, each rate data of a rate profile shaft which is different in each line memory of line memory group 13a, respectively is memorized by the memory device in order. In average processing section 13b, average processing is presented with the rate data of the same number of two or more rate profiles, and as shown in drawing 11, one new rate profile is created. The error is offset, even if a blood vessel moves in connection with pulsation by this and an error arises in each rate profile. Therefore, the effect a new rate profile is influenced by blood vessel migration is mitigated.

[0043] Moreover, in maximum detecting-element 13c, the maximum in the rate data of the same number of two or more rate profiles is detected, and as shown in drawing 11, one new rate profile is created. Thus,

since each new rate data of a rate profile is the greatest rate data out of each same point of two or more rate profiles, change of the physical relationship of the rate profile shaft of a new rate profile and a blood vessel location is suppressed seemingly, and the effect a new rate profile is influenced by blood vessel migration in connection with this is mitigated.

[0044] In addition, it is left to directions of an operator whether the new rate profile created by any of average processing section 13b and maximum detecting-element 13c is adopted, and the directed new rate profile is supplied to 13d of smoothing sections. This new rate profile <A HREF -- = -- " -- /-- Tokujitu/tjitemdrw . -- ipdl?N -- 0000 -- = -- 237 -- & -- N -- 0500 -- = -- one -- E\_N -- /--; -- ? -- eight -- ? -- = -- < -- six -- : -- > -- /-- /-- /-- & -- N -- 0001 -- = -- 111 -- & -- N -- 0552 -- = -- nine -- & -- N -- 0553 -- = -- 000016 -- " -- TARGET -- = -- "tjitemdrw" -- > -- drawing 12 -- The envelope is pursued and the part measured as that in which a blood flow does not exist seemingly according to the black omission phenomenon by the dispersion noise although a blood flow exists actually is compensated so that it may be shown. A trace of an envelope is carried out by the technique called a maximum hold, as mentioned above, and the maximum in the rate data of the predetermined number contained in the mask in each of that location is permuted by the rate data of the center position of the mask concerned, moving a hold mask in accordance with a rate profile shaft.

[0045] Thus, the obtained rate profile is inputted into the instant flow rate measurement section 14 and the crossing length measurement section 15. In the crossing length measurement section 15, the number of data until this rate profile returns to the fly-back line from the location beyond a baseline is detected, and the crossing length to whom a raster or sample connection crosses a blood vessel is measured by carrying out the multiplication of a sampling pitch or the raster pitch (chosen depending on how taking a rate profile shaft) to this number of data. This crossing length is amended within the limits of the magnitude of sample volume in this crossing length measurement section 15. The size of the range direction (the direction of a raster) is determined by the actuation burst wave number, and, as for sample volume, the direction of bearing (the direction of sample connection) is determined by the transceiver focus property. Therefore, the multiplication of the actuation burst wave number and the correction factor which changes according to a transceiver focus property is carried out to crossing length. Thereby, little crossing length with error is obtained. This crossing length is supplied to the instant flow rate measurement section 14.

[0046] The diameter of a blood vessel of the same cardiac tense as the time of performing the scan for obtaining the rate profile concerned from diameter memory of blood vessel 11b is supplied to the instant flow rate measurement section 14. The instant flow rate measurement section 14 chooses this diameter of a blood vessel, or crossing length. This selection is performed according to selection of using any of the formula (1) or formula (3) mentioned above, and a formula (2) or a formula (4) to measure a blood stream. An instant flow rate is measured from a rate profile, the diameter of a blood vessel, or crossing length. Since the heartbeat synchronization of the diameter of a blood vessel is carried out, and since crossing length used to ask on real time, even if it uses any, the error of the instant flow rate resulting from change of the diameter of a blood vessel is mitigated.

[0047] Whenever sequential measurement is carried out and this instant flow rate is measured on real time synchronizing with a frame rate, sequential supply of it is carried out at the amount measurement section 16 of 1 heartbeat ejection. This amount of 1 heartbeat ejection is expressed to the display screen of a display 6 as real time with an image for every heartbeat, as shown in drawing 16. Observing this amount of 1 heartbeat ejection, an operator can adjust the contact include angle to the analyte of a probe 1 so that the amount of 1 heartbeat ejection may serve as max. Thereby, a too little error in case a rate profile shaft is not in agreement with the diameter of a blood vessel is avoided. Moreover, in the amount measurement section 16 of 1 heartbeat ejection, when two or more heartbeat cycles are completed, it is desirable to establish the means which carries out rear-spring-supporter average processing of the amount of 1 heartbeat ejection at a number heartbeat. The error included in the amount of 1 heartbeat ejection is further mitigated by this average processing. By displaying this amount of 1 heartbeat ejection that carried out average processing on the amount of 1 heartbeat ejection and coincidence before carrying out average processing, both comparison is attained and an operator's operability and the accuracy of measurement can be raised.

[0048] As mentioned above, the back run tense period is inputted into the amount measurement section 16 of 1 heartbeat ejection from the back run tense measurement section 1. The amount measurement section 16 of 1 heartbeat ejection checks the cardiac tense when obtaining the instant flow rate concerned supplied from the cardiac tense trigger generator 8, chooses only the instant flow rate obtained by the cardiac tenses other than the back run tense period in the instant flow rate measured at the 1 heartbeat period, and adds these. The amount of 1 heartbeat ejection which does not contain a reflux flow by this is obtained. This



amount of 1 heartbeat ejection is displayed on a display 6 with an image.

[0049] As mentioned above, although the case where the amount of 1 heartbeat ejection was displayed was described, it is easy to be natural even if it displays the cardiac output per minute, i.e., a cardiac output, by multiplying this by the heart rate. As explanation described conventionally, in order to have improved the accuracy of measurement of the amount of ejection by one heartbeat, it was required to raise a frame rate and to make [ many ] time resolution of an instant blood stream, but when the frame rate was raised, there was a problem that a sampling pitch and a raster pitch will become coarse in inverse proportion to it, and a rate profile will become very coarse. Here, this problem is solved using the following means.

[0050] As the 1st means, the greatest frame rate in within the limits of it is set up by judging the upper limit of a frame rate. The conditions with which the upper limit of a frame rate is filled are shown in the following formulas (5).

[0051]

$D \sin \theta \leq \psi$  ... (5)

As shown in drawing 13,  $D$  is [ raster spacing (include angle) and  $\psi$  of the depth based on ROIs and  $\theta$  ] bearing resolution (distance). That is, if it puts in another way, in the range which does not become an undershirt sampling to bearing resolution  $\psi$ , and the range in which a raster pitch does not become larger than a sampling pitch, raster pitch  $D$  and  $\theta$  will set up raster spacing  $\theta$ , and will raise a frame rate according to reduction of the time amount which the scan for one frame by it takes. Thus, the obtained frame rate is beforehand set as the transmission-and-reception wave circuit 2.

[0052] The frame sequence by the 2nd means is shown in drawing 14. whenever it considers a 1 heartbeat period to be 1 cycle and a cycle changes, a time amount  $t$  [ every ] frame sequence [ at least ] shorter than a frame period is shifted. Since the cardiac tense to which each frame corresponds by this is different between cycles, if the data for a number cycle are collected, time resolution will improve seemingly. This frame sequence is realized by the transmission-and-reception wave circuit 2.

[0053] Thus, according to this example, a blood stream is measurable with high degree of accuracy. In addition, although two or more sorts of rate range is beforehand kept to ROM and he was trying to supply a rate range corresponding to the cardiac tense of a scan to the transmission-and-reception wave circuit 2 in above-mentioned explanation, you may permute by the configuration shown in drawing 16. The full speed detecting element 18 in ROI detects a receipt and its full speed for the rate data of the total location in ROI from a frame memory 5. It controls by the rate range change-over control section 19 so that the transmission-and-reception wave circuit 2 sets up the greatest rate range detectable in the condition that it gets down from this full speed, and there is no return, by the cardiac tense concerned. According to such a configuration, the optimal rate range for the actual rate of flow can be set up now. This invention of the ability to carry out by deforming variously, without being limited to the example mentioned above is natural.

[0054]

[Effect of the Invention] A means by which this invention scans analyte with an ultrasonic beam, and a means to measure the flow velocity of a multipoint using the input signal outputted from said scan means, A means to detect the neighboring average or the maximum of a flow velocity, and a means to calculate a blood stream by integrating with said average or maximum about a blood vessel cross section are provided. Since the blood stream was calculated by integrating with the neighboring average or the maximum of a flow velocity about a blood vessel cross section, the ultrasonic diagnostic equipment which the error of the flow velocity of each location by migration of the blood vessel accompanying pulsation is mitigated, therefore can measure a blood stream with high degree of accuracy can be offered.

---

[Translation done.]



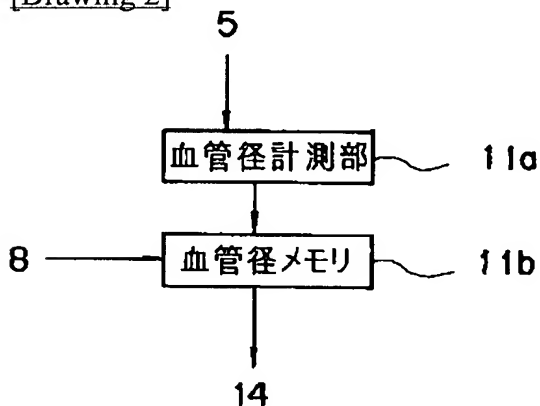
## \* NOTICES \*

JPO and NCIPi are not responsible for any damages caused by the use of this translation.

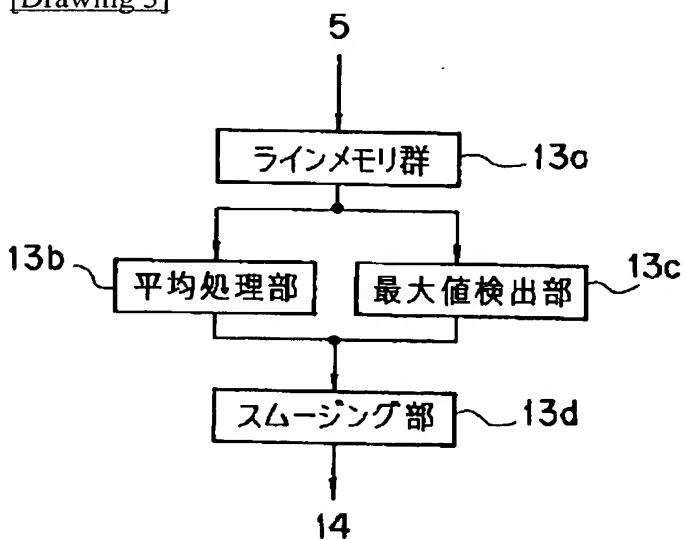
1. This document has been translated by computer. So the translation may not reflect the original precisely.
2. \*\*\*\* shows the word which can not be translated.
3. In the drawings, any words are not translated.

## DRAWINGS

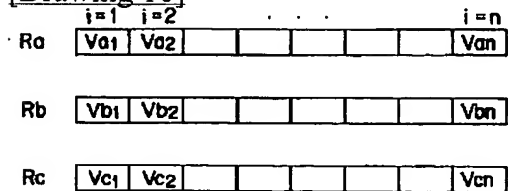
[Drawing 2]



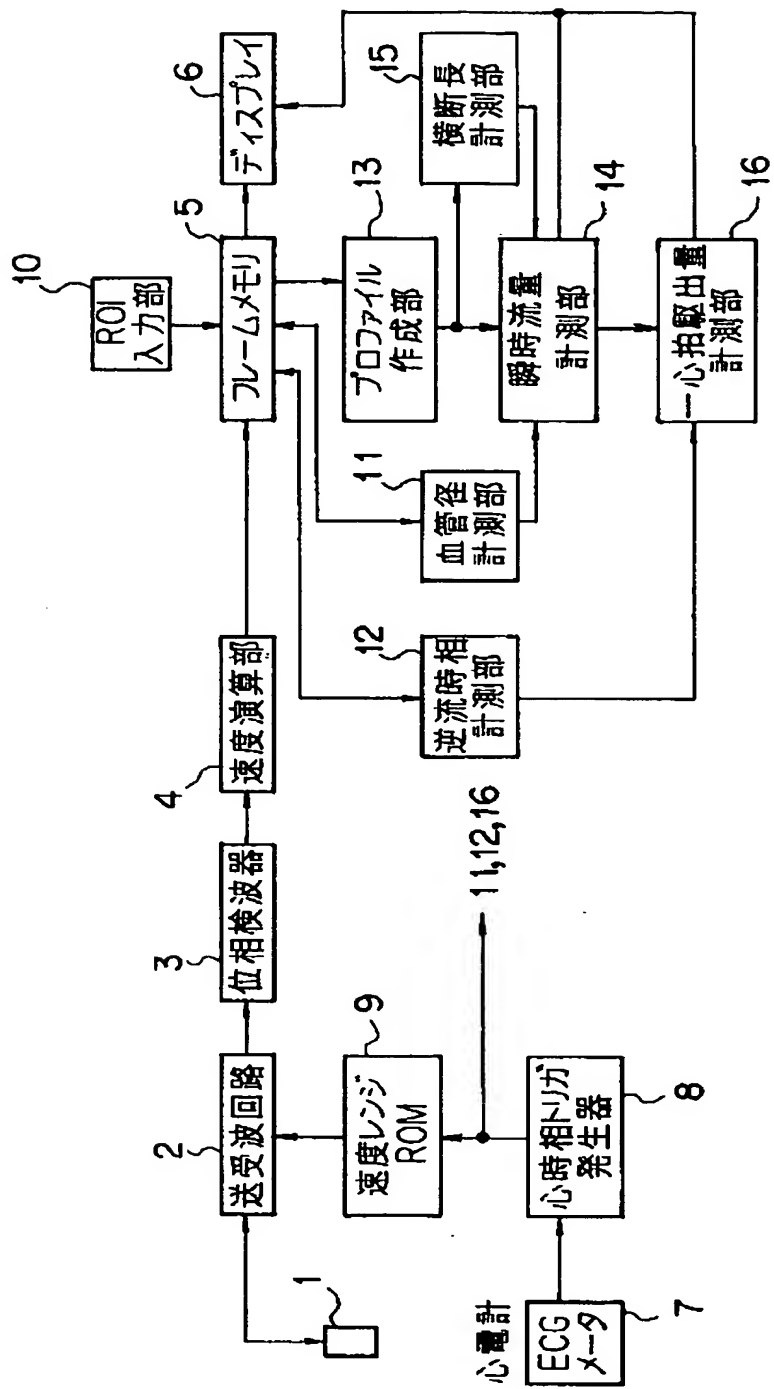
[Drawing 3]



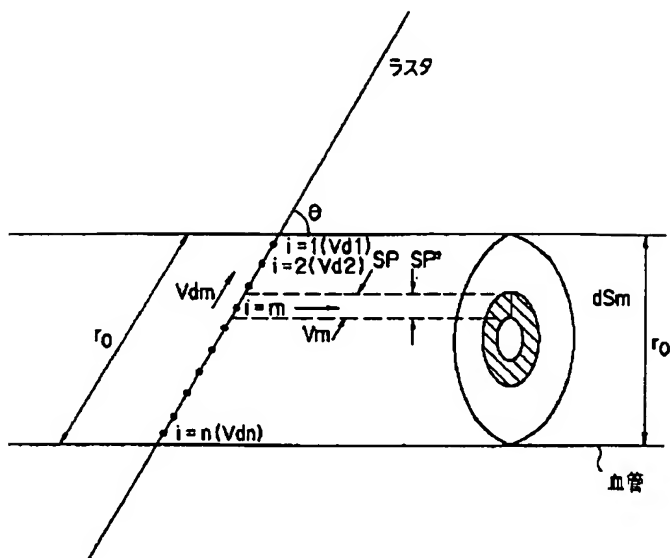
[Drawing 10]



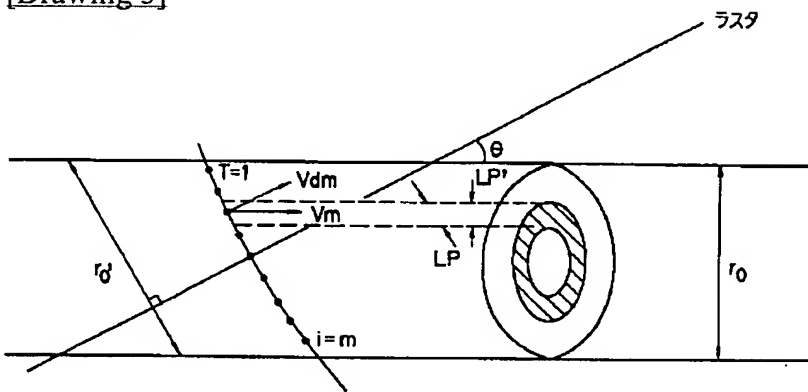
[Drawing 1]



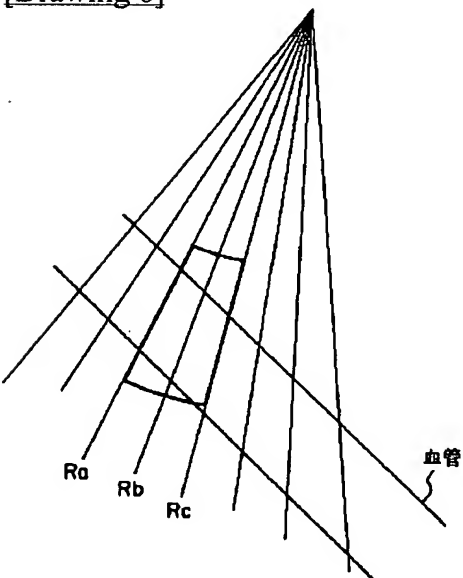
[Drawing 4]



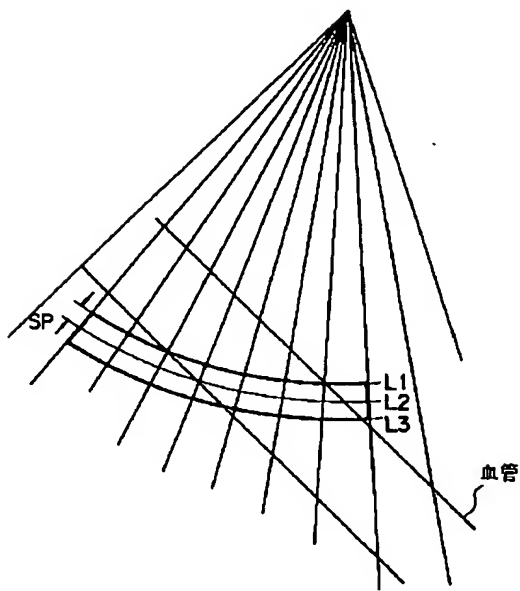
[Drawing 5]



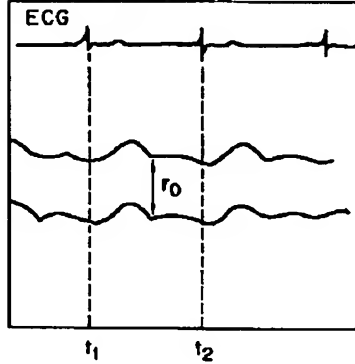
[Drawing 6]



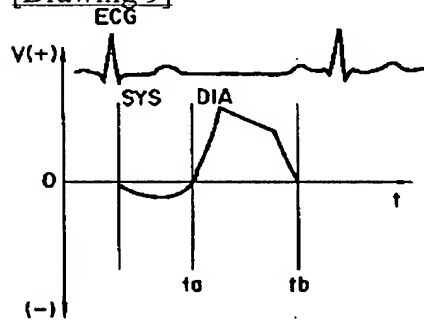
[Drawing 7]



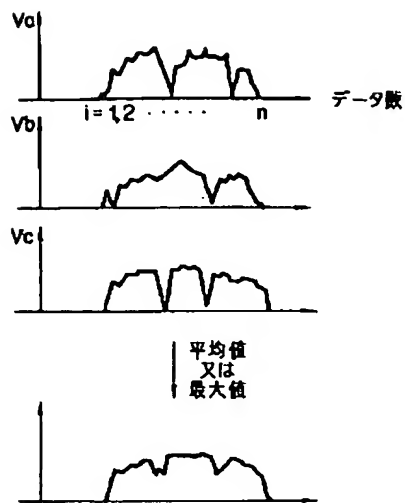
[Drawing 8]



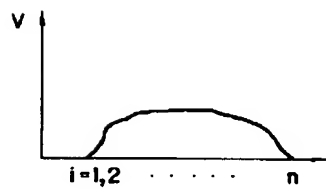
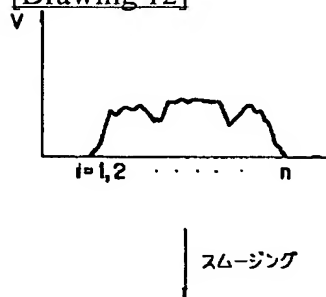
[Drawing 9]



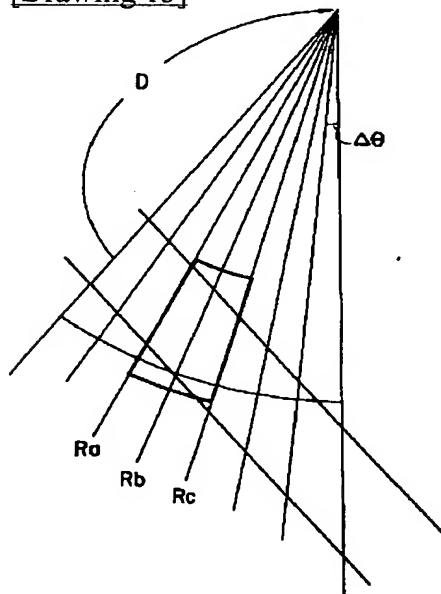
[Drawing 11]



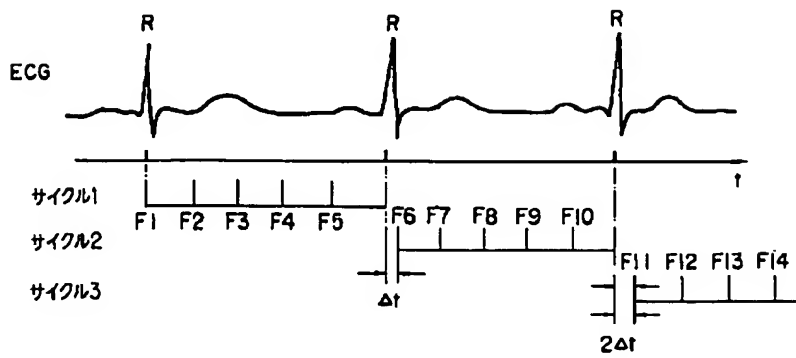
[Drawing 12]



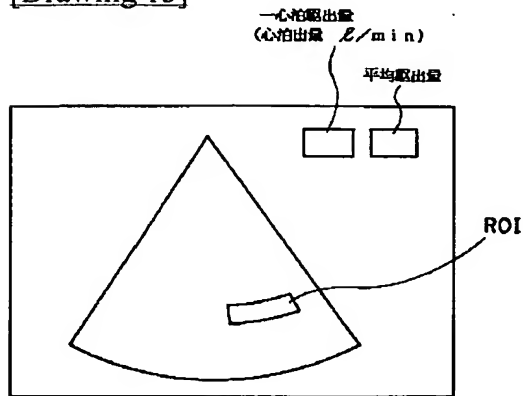
[Drawing 13]



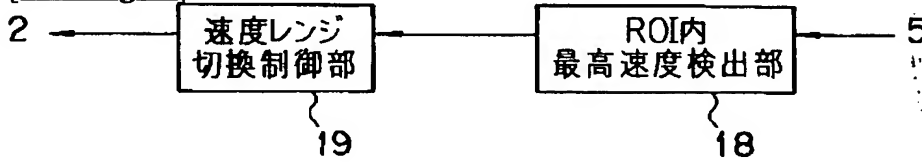
[Drawing 14]



[Drawing 15]



[Drawing 16]



[Translation done.]